

(19) 日本国特許庁(JP)

再公表特許(A1)

(11) 国際公開番号

W02018/142950

発行日 令和1年11月7日(2019.11.7)

(43) 国際公開日 平成30年8月9日(2018.8.9)

(51) Int.Cl. F 1 テーマコード(参考)  
**A 6 1 B 8/14 (2006.01)** A 6 1 B 8/14 4 C 6 0 1

審査請求 有 予備審査請求 未請求 (全 22 頁)

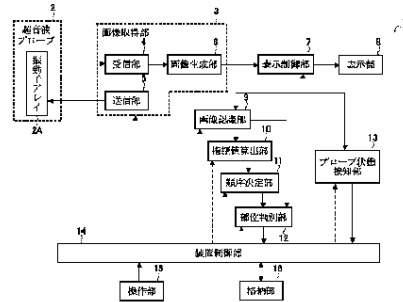
<p>出願番号 特願2018-566044 (P2018-566044)</p> <p>(21) 国際出願番号 PCT/JP2018/001326</p> <p>(22) 国際出願日 平成30年1月18日(2018.1.18)</p> <p>(31) 優先権主張番号 特願2017-16590 (P2017-16590)</p> <p>(32) 優先日 平成29年2月1日(2017.2.1)</p> <p>(33) 優先権主張国・地域又は機関 日本国(JP)</p>	<p>(71) 出願人 306037311 富士フイルム株式会社 東京都港区西麻布2丁目26番30号</p> <p>(74) 代理人 100152984 弁理士 伊東 秀明</p> <p>(74) 代理人 100148080 弁理士 三橋 史生</p> <p>(72) 発明者 江畑 徹郎 神奈川県足柄上郡開成町宮台798番地 富士フイルム株式会社内</p> <p>Fターム(参考) 4C601 EE07 GB04 GB06 JB40 JB48 JC06</p>
--	---

最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 超音波診断装置、超音波診断装置の制御方法及び超音波診断装置の制御プログラム

(57) 【要約】

超音波診断装置(1)は、超音波画像を生成する画像取得部(3)と、超音波画像に対して画像認識を行って認識スコアを算出する画像認識部(9)と、定められた数の超音波画像に対して算出された認識スコアに基づいて複数の部位の指標値をそれぞれ算出する指標値算出部(10)と、複数の部位において部位判別を行う判別順序を指標値に基づいて決定する順序決定部(11)と、判別順序に従って算出された認識スコアに基づいて被検体の撮像部位を判別する部位判別部(12)とを有することを特徴とする。



- |                          |                                 |
|--------------------------|---------------------------------|
| 2 Ultrasound probe       | 9 Image recognition unit        |
| 2A Oscillator array      | 10 Index value calculation unit |
| 3 Image acquisition unit | 11 Order determination unit     |
| 4 Receiving unit         | 12 Region determination unit    |
| 5 Transmission unit      | 13 Probe state detection unit   |
| 6 Image generation unit  | 14 Device control unit          |
| 7 Display control unit   | 15 Operation unit               |
| 8 Display unit           | 16 Storage unit                 |

**【特許請求の範囲】****【請求項 1】**

超音波プローブから被検体に向けて超音波ビームの送信を行って超音波画像を生成する画像取得部と、

前記画像取得部において生成された前記超音波画像に対して画像認識を行って前記被検体の複数の部位の認識スコアを算出する画像認識部と、

定められた数の前記超音波画像に対して算出された前記複数の部位の認識スコアに基づいて前記複数の部位の指標値をそれぞれ算出する指標値算出部と、

前記複数の部位において部位判別を行う判別順序を前記指標値に基づいて決定する順序決定部と、

前記判別順序に従って前記画像認識部により算出された認識スコアに基づいて前記被検体の撮像部位を判別する部位判別部と、を有することを特徴とする超音波診断装置。

**【請求項 2】**

前記指標値算出部は、前記画像取得部において取得された最新の超音波画像に対して前記画像認識部により算出された前記複数の部位の認識スコアを前記複数の部位の前記指標値とする請求項 1 に記載の超音波診断装置。

**【請求項 3】**

前記指標値算出部は、前記画像取得部において取得された最新の超音波画像を含む時系列に連続して取得された複数の超音波画像のそれぞれに対して前記画像認識部により算出された前記複数の部位の認識スコアを用いて前記複数の部位の前記指標値を算出する請求項 1 に記載の超音波診断装置。

**【請求項 4】**

前記指標値算出部は、前記複数の超音波画像に対して算出された、前記複数の部位のそれぞれの認識スコアの平均値又は中央値を前記複数の部位の前記指標値とする請求項 3 に記載の超音波診断装置。

**【請求項 5】**

前記指標値算出部は、前記複数の超音波画像に対して算出された前記複数の部位のそれぞれの認識スコアの最大値又は最小値を前記複数の部位の前記指標値とする請求項 3 に記載の超音波診断装置。

**【請求項 6】**

前記指標値算出部は、前記複数の超音波画像のうち前記画像取得部により新しく取得された超音波画像ほど重み付けを強くした、前記複数の部位のそれぞれの認識スコアの重み付き平均値を前記複数の部位の前記指標値とする請求項 3 に記載の超音波診断装置。

**【請求項 7】**

前記指標値算出部は、前記複数の超音波画像毎に前記複数の部位に対して前記認識スコアが大きいほど高得点となるような順位スコアを付与し、前記複数の超音波画像に対して前記複数の部位のそれぞれにおける前記順位スコアの合計値を前記複数の部位の前記指標値とする請求項 3 に記載の超音波診断装置。

**【請求項 8】**

前記指標値算出部は、前記認識スコアの閾値を有し、前記複数の超音波画像において算出された前記複数の部位のそれぞれの前記認識スコアのうち前記閾値を超えた前記認識スコアの数を前記複数の部位のそれぞれの前記指標値とする請求項 3 に記載の超音波診断装置。

**【請求項 9】**

前記指標値算出部は、前記複数の部位の前記指標値のうち互いに同一の指標値を算出した場合に、前記指標値の算出に用いた前記複数の超音波画像よりも少ない数の時系列において連続した超音波画像により構成され、かつ、前記最新の超音波画像を含む超音波画像群を用いて、前記指標値を再度算出する請求項 3 ~ 8 のいずれか一項に記載の超音波診断装置。

**【請求項 10】**

10

20

30

40

50

前記指標値算出部は、前記複数の部位の前記指標値のうち互いに同一の指標値を算出した場合に、前記画像取得部により時系列において前記最新の超音波画像よりも以前に取得され、かつ、時系列において連続した複数の超音波画像により構成される超音波画像群を用いて、前記指標値を再度算出する請求項 3 ~ 8 のいずれか一項に記載の超音波診断装置。

【請求項 1 1】

前記超音波プローブが移動して前記撮像部位が変更されたことを検知するプローブ状態検知部を更に有し、

前記プローブ状態検知部が前記撮像部位の変更を検知した後に前記指標値算出部が前記指標値の算出を開始する請求項 1 ~ 1 0 のいずれか一項に記載の超音波診断装置。

10

【請求項 1 2】

前記順序決定部は、前記指標値が大きいほど順序が早まるように前記判別順序を決定する請求項 1 ~ 1 1 のいずれか一項に記載の超音波診断装置。

【請求項 1 3】

超音波プローブから被検体に向けて超音波ビームの送信を行って超音波画像を生成し、前記超音波画像に対して画像認識を行って前記被検体の複数の部位の認識スコアを算出し、

定められた数の超音波画像に対して算出された前記複数の部位の認識スコアに基づいて前記複数の部位の指標値をそれぞれ算出し、

前記複数の部位において部位判別を行う判別順序を前記指標値に基づいて決定し、前記判別順序に従って算出された認識スコアに基づいて前記被検体の撮像部位を判別することを特徴とする超音波診断装置の制御方法。

20

【請求項 1 4】

超音波プローブから被検体に向けて超音波ビームの送信を行って超音波画像を生成するステップと、

前記超音波画像に対して画像認識を行って前記被検体の複数の部位の認識スコアを算出するステップと、

定められた数の超音波画像に対して算出された前記複数の部位の認識スコアに基づいて前記複数の部位の指標値をそれぞれ算出するステップと、

前記複数の部位において部位判別を行う判別順序を前記指標値に基づいて決定するステップと、

前記判別順序に従って算出された認識スコアに基づいて前記被検体の撮像部位を判別するステップと、を有することを特徴とする超音波診断装置の制御プログラム。

30

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0 0 0 1】

本発明は、超音波診断装置、超音波診断装置の制御方法及び超音波診断装置の制御プログラムに係り、特に、被検体の撮像部位を判別する超音波診断装置、この超音波診断装置の制御方法及びこの超音波診断装置の制御プログラムに関する。

【背景技術】

40

【0 0 0 2】

従来から、被検体の内部の画像を得るものとして、超音波診断装置が知られている。一般的に、超音波診断装置は、複数の素子が配列された振動子アレイが備えられた超音波プローブを備えている。この超音波プローブを被検体の体表に接触させた状態において、振動子アレイから被検体内に向けて超音波ビームが送信され、被検体からの超音波エコーを振動子アレイにおいて受信して素子データが取得される。更に、超音波診断装置は、得られた素子データを電氣的に処理して、被検体の当該部位に対する超音波画像を生成する。

【0 0 0 3】

このような超音波診断装置を用いて被検体の部位の超音波画像を生成する際に、それぞれの部位に対して適切な画像化条件が存在することが知られている。これらの画像化条件

50

は、それぞれの部位の超音波画像が生成される際に自動的に設定されることが好ましいが、画像化条件を自動的に設定するためには、現在検査している被検体の撮像部位を自動的に判別する必要がある。

【0004】

そこで、被検体の撮像部位を自動的に判別することができる超音波診断装置として、種々の提案がなされている。例えば、特許文献1に開示される超音波診断装置は、被検体のそれぞれの部位に特徴的なパターンを記憶しているパターンメモリを有し、生成した超音波画像から抽出した画像パターンをパターンメモリに記憶されている複数のパターンデータと照合して、生成した超音波画像に含まれる画像パターンと類似するパターンデータを見つけ出すことにより、撮像部位を判別する。

10

【先行技術文献】

【特許文献】

【0005】

【特許文献1】特開平4-224738号公報

【発明の概要】

【発明が解決しようとする課題】

【0006】

ところで、一般的に、生成した超音波画像から画像パターンを抽出して、予め記憶されたパターンデータと照合する等の画像認識は、その処理に要する計算負荷が大きく、特に、処理性能の低い装置を用いて画像認識を行った場合に、画像認識が完了するまでに多くの時間を要する。また、特許文献1に開示されている超音波診断装置において、被検体の複数の部位に対して画像認識を行う場合には、生成した超音波画像から抽出した画像パターンを、複数の部位に対応した多くのパターンデータに照合させる必要があるため、撮像部位の判別には、更に多くの時間を要する。また、特許文献1に開示されている超音波診断装置では、このような処理を、被検体の複数の部位のそれぞれについて行う必要がある。

20

【0007】

本発明は、このような従来の問題点を解消するためになされたものであり、撮像部位の判別に要する時間を短縮することができる超音波診断装置、超音波診断装置の制御方法及び超音波診断装置の制御プログラムを提供することを目的とする。

30

【課題を解決するための手段】

【0008】

上記目的を達成するために、本発明の超音波診断装置は、超音波プローブから被検体に向けて超音波ビームの送信を行って超音波画像を生成する画像取得部と、画像取得部において生成された超音波画像に対して画像認識を行って被検体の複数の部位の認識スコアを算出する画像認識部と、定められた数の超音波画像に対して算出された複数の部位の認識スコアに基づいて複数の部位の指標値をそれぞれ算出する指標値算出部と、複数の部位において部位判別を行う判別順序を指標値に基づいて決定する順序決定部と、判別順序に従って画像認識部により算出された認識スコアに基づいて被検体の撮像部位を判別する部位判別部と、を有することを特徴とする。

40

【0009】

また、指標値算出部は、画像取得部において取得された最新の超音波画像に対して画像認識部により算出された複数の部位の認識スコアを複数の部位の指標値とすることが好ましい。

【0010】

また、指標値算出部は、画像取得部において取得された最新の超音波画像を含む時系列に連続して取得された複数の超音波画像のそれぞれに対して画像認識部により算出された複数の部位の認識スコアを用いて検体の複数の部位の指標値を算出することもできる。

【0011】

更に、指標値算出部は、複数の超音波画像に対して算出された、複数の部位のそれぞれ

50

の認識スコアの平均値又は中央値を複数の部位の指標値とすることが好ましい。

【0012】

また、指標値算出部は、複数の超音波画像に対して算出された複数の部位のそれぞれの認識スコアの最大値又は最小値を複数の部位の指標値としてもよい。

【0013】

また、指標値算出部は、複数の超音波画像のうち画像取得部により新しく取得された超音波画像ほど重み付けを強くした、複数の部位のそれぞれの認識スコアの重み付き平均値を複数の部位の指標値としてもよい。

【0014】

また、指標値算出部は、複数の超音波画像毎に複数の部位に対して認識スコアが大きいほど高得点となるような順位スコアを付与し、複数の超音波画像に対して複数の部位のそれぞれにおける順位スコアの合計値を複数の部位の指標値としてもよい。

【0015】

また、指標値算出部は、認識スコアの閾値を有し、複数の超音波画像において算出された複数の部位のそれぞれの認識スコアのうち閾値を超えた認識スコアの数を複数の部位のそれぞれの指標値としてもよい。

【0016】

また、指標値算出部は、複数の部位の指標値のうち互いに同一の指標値を算出した場合に、指標値の算出に用いた複数の超音波画像よりも少ない数の時系列において連続した超音波画像により構成され、かつ、最新の超音波画像を含む超音波画像群を用いて、指標値を再度算出することが好ましい。

【0017】

また、指標値算出部は、複数の部位の指標値のうち互いに同一の指標値を算出した場合に、画像取得部により時系列において最新の超音波画像よりも以前に取得され、かつ、時系列において連続した複数の超音波画像により構成される超音波画像群を用いて、指標値を再度算出することもできる。

【0018】

また、超音波プローブが移動して撮像部位が変更されたことを検知するプローブ状態検知部を更に有し、プローブ状態検知部が撮像部位の変更を検知した後に指標値算出部が指標値の算出を開始することが好ましい。

【0019】

また、順序決定部は、指標値が大きいほど順序が早まるように判別順序を決定することが好ましい。

【0020】

本発明の超音波診断装置の制御方法は、超音波プローブから被検体に向けて超音波ビームの送信を行って超音波画像を生成し、超音波画像に対して画像認識を行って被検体の複数の部位の認識スコアを算出し、定められた数の超音波画像に対して算出された複数の部位の認識スコアに基づいて複数の部位の指標値をそれぞれ算出し、複数の部位において部位判別を行う判別順序を指標値に基づいて決定し、判別順序に従って算出された認識スコアに基づいて被検体の撮像部位を判別することを特徴とする。

【0021】

本発明の超音波診断装置の制御プログラムは、超音波プローブから被検体に向けて超音波ビームの送信を行って超音波画像を生成するステップと、超音波画像に対して画像認識を行って被検体の複数の部位の認識スコアを算出するステップと、定められた数の超音波画像に対して算出された複数の部位の認識スコアに基づいて複数の部位の指標値をそれぞれ算出するステップと、複数の部位において部位判別を行う判別順序を指標値に基づいて決定するステップと、判別順序に従って算出された認識スコアに基づいて被検体の撮像部位を判別するステップと、を有することを特徴とする。

【発明の効果】

【0022】

10

20

30

40

50

本発明によれば、超音波診断装置は、部位判別を行う判別順序を決定する順序決定部を有し、判別順序に基づいて撮像部位を判別するため、撮像部位の判別に要する時間を短縮することができる。

【図面の簡単な説明】

【0023】

【図1】本発明の実施の形態1に係る超音波診断装置の構成を示すブロック図である。

【図2】図1の受信部の内部構成を示すブロック図である。

【図3】図1の画像生成部の内部構成を示すブロック図である。

【図4】本発明の実施の形態1に係る超音波診断装置の動作を示すフローチャートである。

10

【図5】本発明の実施の形態1に係る超音波診断装置における部位判別動作を示すフローチャートである。

【図6】本発明の実施の形態2に係る超音波診断装置の動作を示すフローチャートである。

【図7】本発明の実施の形態3に係る超音波診断装置における部位判別動作を示すフローチャートである。

【図8】本発明の実施の形態4に係る超音波診断装置の構成を示すブロック図である。

【図9】本発明の実施の形態4に係る超音波診断装置の部位判別動作を示すフローチャートである。

【発明を実施するための形態】

20

【0024】

以下、この発明の実施の形態を添付図面に基づいて説明する。

実施の形態1

図1に、本発明の実施の形態1に係る超音波診断装置の構成を示す。超音波診断装置1は、振動子アレイ2Aを内蔵する超音波プローブ2を備え、超音波プローブ2に、画像取得部3を介して表示制御部7及び表示部8が順次接続されている。

【0025】

画像取得部3は、超音波プローブ2の振動子アレイ2Aに接続された受信部4及び送信部5と、受信部4に接続された画像生成部6とを有しており、画像生成部6に、表示制御部7が接続されている。また、画像生成部6に、画像認識部9が接続され、画像認識部9に、指標値算出部10が接続され、指標値算出部10に、順序決定部11が接続され、順序決定部11に、部位判別部12が接続されている。また、部位判別部12に、画像認識部9が接続されている。また、画像生成部6に、プローブ状態検知部13が接続されている。

30

更に、画像取得部3、表示制御部7、画像認識部9、指標値算出部10、順序決定部11、部位判別部12及びプローブ状態検知部13に、装置制御部14が接続され、装置制御部14に、操作部15、格納部16がそれぞれ接続されている。なお、装置制御部14と格納部16とは、それぞれ双方向に情報を受け渡し可能に接続される。

【0026】

図1に示す超音波プローブ2の振動子アレイ2Aは、1次元又は2次元に配列された複数の素子（超音波振動子）を有している。これらの素子は、それぞれ送信部5から供給される駆動信号に従って超音波を送信すると共に被検体からの超音波エコーを受信して受信信号を出力する。各素子は、例えば、PZT（Lead Zirconate Titanate：チタン酸ジルコン酸鉛）に代表される圧電セラミック、PVDf（Poly Vinylidene Di Fluoride：ポリフッ化ビニリデン）に代表される高分子圧電素子及びPMN-PT（Lead Magnesium Niobate-Lead Titanate：マグネシウムニオブ酸鉛-チタン酸鉛固溶体）に代表される圧電単結晶等からなる圧電体の両端に電極を形成した振動子を用いて構成される。

40

【0027】

そのような振動子の電極に、パルス状又は連続波状の電圧を印加すると、圧電体が伸縮し、それぞれの振動子からパルス状又は連続波状の超音波が発生して、それらの超音波の

50

合成波から、超音波ビームが形成される。また、それぞれの振動子は、伝搬する超音波を受信することにより伸縮して電気信号を発生し、それらの電気信号は、超音波の受信信号として、それぞれの振動子から受信部 4 に出力される。

【 0 0 2 8 】

画像取得部 3 の受信部 4 は、図 2 に示すように、増幅部 1 7 と A / D (Analog/Digital : アナログ / デジタル) 変換部 1 8 が直列接続された構成を有している。受信部 4 は、振動子アレイ 2 A の各素子から出力される受信信号を増幅部 1 7 において増幅し、A / D 変換部 1 8 においてデジタル化して得られた素子データを画像生成部 6 に出力する。

画像取得部 3 の送信部 5 は、例えば、複数のパルス発生器を含んでおり、装置制御部 1 4 からの制御信号に応じて選択された送信遅延パターンに基づいて、振動子アレイ 2 A の複数の素子から送信される超音波が超音波ビームを形成するようにそれぞれの駆動信号を、遅延量を調節して複数の素子に供給する。

【 0 0 2 9 】

画像取得部 3 の画像生成部 6 は、図 3 に示すように、B モード (Brightness mode : 輝度モード) 処理部 1 9 と画像処理部 2 0 とが順次直列に接続された構成を有している。

B モード処理部 1 9 は、装置制御部 1 4 からの制御信号に応じて選択された受信遅延パターンに基づき、設定された音速に従う各素子データにそれぞれの遅延を与えて加算 (整相加算) を施す、受信フォーカス処理を行う。この受信フォーカス処理により、超音波エコーの焦点が絞り込まれた音線信号が生成される。更に、B モード処理部 1 9 は、音線信号に対し、超音波の反射位置の深度に応じて伝搬距離に起因する減衰の補正を施した後、包絡線検波処理を施して、被検体内の組織に関する断層画像情報である B モード画像信号を生成する。B モード処理部 1 9 において生成された B モード画像信号は、画像処理部 2 0 に出力される。

画像処理部 2 0 は、B モード処理部 1 9 において生成された B モード画像信号を通常のテレビジョン信号の走査方式に従う画像信号に変換 (ラスタ変換) し、B モード画像信号に諧調処理等の各種の必要な画像処理を施した後、B モード画像信号、すなわち、超音波画像を表示制御部 7 及び画像認識部 9 に出力する。

【 0 0 3 0 】

図 1 に示すように、超音波診断装置 1 の表示制御部 7 は、画像取得部 3 において取得された B モード画像信号に基づいて、表示部 8 に超音波画像を表示させる。

表示部 8 は、例えば、LCD (Liquid Crystal Display : 液晶ディスプレイ) 等のディスプレイ装置を含んでおり、装置制御部 1 4 による制御の下、超音波画像を表示する。

【 0 0 3 1 】

画像認識部 9 は、画像生成部 6 の画像処理部 2 0 から各種の画像処理を施された超音波画像を受信して、その超音波画像に対してパターン認識等の画像認識を行い、被検体の複数の部位の認識スコアを算出する。ここで、被検体の複数の部位の認識スコアとは、被検体の複数の部位のそれぞれに対する、超音波画像内の撮像部位の類似度であり、この類似度が大きな値であればあるほど、超音波画像内の撮像部位が当該部位である確率が高い。

【 0 0 3 2 】

指標値算出部 1 0 は、画像認識部 9 において算出された被検体の複数の部位の認識スコアに基づいて、被検体の複数の部位の指標値をそれぞれ算出する。この指標値の算出方法として種々の算出方法があるが、以下においては説明のため、被検体の複数の部位の指標値とは、複数の超音波画像に対して算出された、被検体の複数の部位のそれぞれの認識スコアの平均値であるとする。また、このように、指標値算出部 1 0 は、複数の超音波画像に対する認識スコアに基づいて指標値を算出する際には、画像取得部 3 において取得された最新の超音波画像を含む、時系列に連続して取得された複数の超音波画像に対する認識スコアに基づいて指標値を算出する。

【 0 0 3 3 】

順序決定部 1 1 は、被検体の複数の部位に対して撮像部位の判別を行う判別順序を、指標値算出部 1 0 において算出された被検体の複数の部位の指標値に基づいて決定する。こ

10

20

30

40

50

の際に、順序決定部 11 は、現在撮像されている撮像部位である確率の高い部位を早い順序とするように判別順序を決定する。

部位判別部 12 は、画像取得部 3 により取得された超音波画像に対して、判別順序に従って画像認識部 9 により算出された認識スコアに基づいて被検体の撮像部位を判別する。すなわち、部位判別部 12 は、被検体の複数の部位のうち、順序決定部 11 において決定された判別順序に従って、早い順序が付与された部位から順番に、撮像部位の判別を行う。

#### 【0034】

プローブ状態検知部 13 は、超音波プローブ 2 が空中放射状態であるか否かを判定する。ここで、超音波プローブ 2 が空中放射状態であるとは、超音波プローブ 2 が被検体の体表から離れることにより、振動子アレイ 2A から被検体に送信されていた超音波ビームが空中に放射される状態のことをいう。超音波プローブ 2 が空中放射状態にある場合には、振動子アレイ 2A から放出された超音波ビームが被検体の部位により反射されず、振動子アレイ 2A において生成される受信信号が十分な強度を有さないため、画像生成部 6 において生成される超音波画像内に像が写らない。そのため、プローブ状態検知部 13 は、超音波画像内に像が映っていない場合に、超音波プローブ 2 が空中放射状態であると判定し、超音波画像内に像が映っている場合に、超音波プローブ 2 が被検体に対して接触している状態であると判定する。

10

#### 【0035】

装置制御部 14 は、オペレータにより操作部 15 を介して入力された指令に基づいて超音波診断装置 1 の各部の制御を行う。

20

操作部 15 は、オペレータが入力操作を行うためのものであり、キーボード、マウス、トラックボール及びタッチパネル等を備えて構成することができる。

格納部 16 は、超音波診断装置 1 の動作プログラム等を格納するもので、HDD (Hard Disc Drive: ハードディスクドライブ)、SSD (Solid State Drive: ソリッドステートドライブ)、FD (Flexible Disc: フレキシブルディスク)、MOディスク (Magneto-Optical disc: 光磁気ディスク)、MT (Magnetic Tape: 磁気テープ)、RAM (Random Access Memory: ランダムアクセスメモリ)、CD (Compact Disc: コンパクトディスク)、DVD (Digital Versatile Disc: デジタルバーサタイルディスク)、SDカード (Secure Digital card: セキュアデジタルカード)、USBメモリ (Universal Serial Bus memory: ユニバーサルシリアルバスメモリ) 等の記録メディア、又はサーバ等を用いることができる。

30

#### 【0036】

なお、画像取得部 3 の画像生成部 6、表示制御部 7、画像認識部 9、指標値算出部 10、順序決定部 11、部位判別部 12、プローブ状態検知部 13 及び装置制御部 14 は、CPU (Central Processing Unit: 中央処理装置) 及び、CPU に各種の処理を行わせるための制御プログラムから構成されるが、それらを、デジタル回路及びコンピュータを用いて構成しても良い。また、これらの画像生成部 6、表示制御部 7、画像認識部 9、指標値算出部 10、順序決定部 11、部位判別部 12、プローブ状態検知部 13 及び装置制御部 14 を、部分的にあるいは全体的に 1 つの CPU に統合させて構成することもできる。

40

#### 【0037】

次に、図 4 に示すフローチャートを用いて、実施の形態 1 における超音波診断装置 1 の動作について説明する。

まず、ステップ S1 において、超音波プローブ 2 の振動子アレイ 2A の複数の超音波振動子を用いた超音波ビームの送受信及び走査、すなわち、超音波画像の撮像が画像取得部 3 の受信部 4 及び送信部 5 により行われる。この際に、被検体からの超音波エコーを受信した各超音波振動子において受信信号が生成され、この受信信号は、受信部 4 に入力される。受信部 4 に入力された受信信号は、受信部 4 の増幅部 17 において増幅され、また、A/D変換部 18 において A/D変換がなされる。更に、受信信号は、画像生成部 6 に入力され、画像生成部 6 の Bモード処理部 19 において Bモード画像、すなわち、超音波画

50

像が生成される。

【 0 0 3 8 】

続くステップ S 2 において、プローブ状態検知部 1 3 は、超音波プローブ 2 が空中放射状態であるか否かを判定する。ステップ S 2 において、超音波プローブ 2 が空中放射状態であると判定された場合には、ステップ S 1 に戻る。一方、ステップ S 2 において、超音波プローブ 2 が空中放射状態ではなく、被検体の体表に接触していると判定された場合に、ステップ S 3 に進む。

【 0 0 3 9 】

ステップ S 3 においては、現在検査されている撮像部位の部位判別が行われる。このステップ S 3 において行われる部位判別については、後ほど、図 5 を用いて詳細に説明する。

10

ステップ S 3 において撮像部位の判別が行われると、ステップ S 4 に進む。このステップ S 4 においては、ステップ S 3 において判別された部位に適した画像化条件が装置制御部 1 4 により設定される。ここで、画像化条件は、超音波診断の際のフレームレート、超音波画像の解像度、超音波画像の輝度及び超音波診断の際のダイナミックレンジ等を含む。

【 0 0 4 0 】

続くステップ S 5 において、画像取得部 3 により超音波画像が取得される。この際に、画像化条件として、ステップ S 4 において設定された画像化条件が用いられるため、画像取得部 3 は、撮像部位が鮮明に写った超音波画像を取得することができる。

20

続くステップ S 6 において、超音波プローブ 2 が空中放射状態であるか否かが、再度、判定される。ここで、超音波プローブ 2 が空中放射状態ではなく、被検体の体表に接触しているとプローブ状態検知部 1 3 により判定された場合に、撮像部位の変更が行われていないと判断されてステップ S 5 に戻り、超音波画像の取得が再度行われる。一方、超音波プローブ 2 が空中放射状態であるとプローブ状態検知部 1 3 により判定された場合には、撮像部位の変更が開始されたと判断されて、ステップ S 1 に戻る。

【 0 0 4 1 】

次に、図 5 を参照しながらステップ S 3 の部位判定について詳細に説明する。ステップ S 3 において部位判定が開始されると、まず、ステップ S 7 において、超音波画像の取得がなされる。

30

続くステップ S 8 において、画像認識部 9 は、ステップ S 7 において取得された超音波画像に対して、被検体の複数の部位の認識スコアを算出する。

【 0 0 4 2 】

続くステップ S 9 において、装置制御部 1 4 は、所定フレーム数の超音波画像において被検体の複数の部位の認識スコアが算出されたか否かを判定する。ここで、ステップ S 3 の部位判定の処理が、ステップ S 9 の判定ステップを有しているのは、指標値算出部 1 0 が指標値を算出するために必要な数の認識スコアを得るためである。そのため、ステップ S 9 において、所定フレーム数の超音波画像において認識スコアが算出されていないと判定された場合には、ステップ S 7 に戻って超音波画像の取得及び続くステップ S 8 において新たな認識スコアが算出される。このように、ステップ S 7 及び S 8 を繰り返した後に、ステップ S 9 において、所定フレーム数の超音波画像において被検体の複数の部位の認識スコアが算出されたと判定された場合に、ステップ S 1 0 に進む。

40

【 0 0 4 3 】

ステップ S 1 0 において、指標値算出部 1 0 は、ステップ S 7 及び S 8 の繰り返しにより算出された所定数の認識スコアをそれぞれ複数の部位別に平均することにより、被検体の複数の部位の指標値を算出する。

続くステップ S 1 1 において、順序決定部 1 1 は、ステップ S 1 0 において算出された被検体の複数の部位の指標値が大きいほど順序が早まるように、被検体の複数の部位に対して判別順序を付与する。例えば、被検体の複数の部位が心臓及び肺を含んでおり、心臓の指標値が最も大きく、肺の指標値が心臓の指標値の次に大きい場合に、心臓の順序を 1

50

番目とし、肺の順序を2番目とする。

【0044】

続くステップS12において、画像取得部3が新たに超音波画像を取得すると、ステップS13に進む。

ステップS13において、画像認識部9は、ステップS12において取得された最新の超音波画像に対して、ステップS11において決定された判別順序に従って、最も早い順序が付与された部位の認識スコアを算出する。例えば、心臓の判別順序が1番目であった場合に、ステップS12において取得された超音波画像に対して、心臓の認識スコアのみが算出される。

【0045】

続くステップS14において、部位判別部12は、ステップS13において算出された1つの部位に対する認識スコアが判別閾値を超えているか否かの閾値判定を行う。判別閾値とは、部位を判別する際の認識スコアの閾値であり、全ての部位に対して同一の値を用いることができる。ステップS14において、1つの部位の認識スコアが判別閾値以下であると判定された場合には、撮像部位をステップS13において認識スコアが算出された部位と確定することができないと判断し、ステップS15に進む。

【0046】

ステップS15において、装置制御部14は、被検体の複数の部位のうち全ての部位の認識スコアに対する閾値判定がステップS14において完了したか否かを判定する。被検体の複数の部位のうち全ての部位の認識スコアに対する閾値判定がステップS14において完了していないとステップS15において判定された場合に、ステップS16に進む。

ステップS16において、装置制御部14は、判別部位を更新する。すなわち、装置制御部14は、次のステップS13において認識スコアが算出される部位を、ステップS11において決定された判別順序において1番目の部位から2番目の部位へと変更する。ここで、以下においては、説明のために、ステップS11において決定された判別順序に従って順序を付与された被検体の部位のうち、撮像部位に対する判別対象の部位、すなわち、ステップS14の判定がなされる対象の部位を判別部位と呼ぶ。この判別部位の更新がなされると、判別順序に基づく次の部位に対する撮像部位の判別を行うため、ステップS13に戻る。

【0047】

2度目のステップS13においては、ステップS12において取得された超音波画像に対して、ステップS11において決定された判別順序において2番目に早い順序が付与された部位の認識スコアのみが算出される。これに続くステップS14において、部位判別部12は、判別順序において2番目に早い順序が付与された部位の認識スコアが判別閾値を超えるか否かを判定する。ここで、認識スコアが判別閾値以下であると判定された場合に、ステップS15に進む。

【0048】

このように、ステップS14において判別部位の認識スコアが判別閾値以下であると判定され続けている限り、ステップS11において決定された判別順序に従って、ステップS13～ステップS16を繰り返す。また、ステップS13～ステップS16までを繰り返した結果、被検体の複数の部位の全ての部位の認識スコアに対する閾値判定がステップS14において行われたとステップS15において判定された場合には、ステップS12において取得された超音波画像に撮像されている部位が被検体の複数の部位のいずれにも確定することができないと判断して、ステップS8に戻る。以降のステップS8～ステップS14において、新たに算出された被検体の複数の部位の認識スコアに基づいて被検体の複数の部位の指標値が新たに算出され、この指標値に基づいて新たに判別順序が決定される。更に、新たに決定された判別順序に従って、ステップS12において新たに取得された超音波画像に対して認識スコアが算出され、その認識スコアに基づいて撮像部位の部位判別が行われる。

【0049】

10

20

30

40

50

また、ステップ S 1 4 において判別部位の認識スコアが判別閾値を超えたと判定された場合には、ステップ S 1 7 に進む。

ステップ S 1 7 において、部位判別部 1 2 は、現在撮像されている撮像部位が、ステップ S 1 4 において判別閾値を超えたと判定された認識スコアを持つ判別部位であることを確定する。これにより、部位判別動作は終了する。

【 0 0 5 0 】

以上において説明した実施の形態 1 の超音波診断装置 1 によれば、部位判別を行う際に、現在撮像されている撮像部位である確率の高い部位を早い順序とするように判別順序を決定し、その判別順序に従って被検体の複数の部位を、順次、判別していくため、超音波診断装置 1 の計算負荷を軽減し、また、撮像部位の判別に要する時間を短縮することができる。

10

【 0 0 5 1 】

なお、指標値算出部 1 0 は、複数の超音波画像に対して算出された被検体の複数の部位のそれぞれの認識スコアを平均して、被検体の複数の部位の指標値を算出すると説明したが、指標値算出部 1 0 が指標値を算出するために要する超音波画像の数は、操作部 1 5 等を介してオペレータにより設定されることができ、また、予め指標値算出部 1 0 及び格納部 1 6 に記憶されていても良い。

【 0 0 5 2 】

また、指標値算出部 1 0 は、被検体の複数の部位のそれぞれの認識スコアを平均する以外に、種々の方法を用いて指標値を算出することができる。例えば、指標値算出部 1 0 は、複数の超音波画像に対して算出された被検体の複数の部位のそれぞれの認識スコアの中央値を、被検体の複数の部位の指標値とすることもできる。

20

また、例えば、指標値算出部 1 0 は、複数の超音波画像に対して算出された被検体の複数の部位のそれぞれの認識スコアの最大値を被検体の複数の部位の指標値とすることもでき、複数の超音波画像に対して算出された被検体の複数の部位のそれぞれの認識スコアの最小値を被検体の複数の部位の指標値とすることもできる。

【 0 0 5 3 】

また、例えば、指標値算出部 1 0 は、複数の超音波画像に対して算出された被検体の複数の部位のそれぞれの認識スコアに重みを付けて平均した重み付き平均値を被検体の複数の部位の指標値とすることもできる。この際に、指標値算出部 1 0 は、複数の超音波画像のうち、画像取得部 3 により新しく取得された超音波画像に対して算出された認識スコアほど重み付けを強くして、重み付き平均値を算出することができる。

30

【 0 0 5 4 】

また、例えば、指標値算出部 1 0 は、複数の超音波画像毎に被検体の複数の部位に対して、認識スコアが大きいほど高得点となるような順位スコアを付与することもできる。この場合に、指標値算出部 1 0 は、複数の超音波画像に対して被検体の複数の部位のそれぞれにおける順位スコアの合計値を被検体の複数の部位の指標値とすることができる。すなわち、例えば、超音波画像毎に、被検体の複数の部位のうち、認識スコアが高い部位から順番に、5 点、4 点、3 点、2 点及び 1 点というように、順位スコアを付与し、複数の超音波画像に対して部位別に順位スコアを合計することにより、被検体の複数の部位の指標値が算出される。

40

【 0 0 5 5 】

また、例えば、指標値算出部 1 0 は、認識スコアの閾値を有し、認識スコアの閾値判定の結果から、指標値を算出することもできる。この場合に、指標値算出部 1 0 は、複数の超音波画像において算出された被検体の複数の部位のそれぞれの認識スコアのうち閾値を超えた認識スコアの数を、被検体の複数の部位のそれぞれの指標値とすることができる。すなわち、例えば、指標値算出部 1 0 は、複数の超音波画像に対して算出された心臓の認識スコアのうち、閾値を超えた認識スコアが 3 つであった場合に、心臓の指標値を 3 とすることができる。

【 0 0 5 6 】

50

また、指標値算出部 10 は、以上において説明したように複数フレームの超音波画像に対して算出された認識スコアに基づいて指標値を算出することができるが、1フレームの超音波画像に対して算出された認識スコアを指標値とすることもできる。例えば、指標値算出部 10 は、画像取得部 3 において取得された最新の超音波画像のみに対して算出された被検体の複数の部位の認識スコアを、被検体の複数の部位の指標値とすることができる。

#### 【0057】

また、指標値算出部 10 は、被検体の複数の部位の指標値のうち互いに同一の指標値を算出した場合に、指標値を再度算出することができる。この場合に、指標値算出部 10 は、互いに同一の指標値を算出した際に用いた複数の超音波画像よりも少ない数の超音波画像により構成され、かつ、画像取得部 3 により取得された最新の超音波画像を含む超音波画像群に対して算出された認識スコアを用いて、指標値を再度算出することができる。ここで用いられる超音波画像群は、画像取得部 3 により時系列において連続して取得されたものであることが好ましい。

また、指標値算出部 10 は、指標値を再度算出する場合に、時系列において最新の超音波画像よりも以前に画像取得部 3 により取得され、かつ、時系列において連続した複数の超音波画像により構成される超音波画像群に対して算出された認識スコアを用いて、指標値を算出することもできる。

#### 【0058】

また、プローブ状態検知部 13 は、取得された超音波画像内に像が映っていない場合に、超音波プローブ 2 が空中放射状態であると判定すると説明したが、時系列に取得された複数の超音波画像を比較することにより、超音波プローブ 2 が空中放射状態であるか否かを判定することもできる。すなわち、プローブ状態検知部 13 は、時系列に取得された複数の超音波画像を比較し、それらの超音波画像に写る像が複数の超音波画像間において変化していない場合に、超音波プローブ 2 が体表に接触していないと判断して、超音波プローブ 2 が空中放射状態であると判定することができる。また、プローブ状態検知部 13 は、時系列に取得された複数の超音波画像に写る像が複数の超音波画像間において変化している場合には、超音波画像内に被検体の部位が映っていると判断して、超音波プローブ 2 が被検体の体表に接触していると判定することができる。

このように、プローブ状態検知部 13 は、時系列に取得された複数の超音波画像を比較することにより、例えば、超音波プローブ 2 に超音波検査用のジェル等が付着している場合であっても、超音波プローブ 2 が空中放射状態であるか否かを判定することができる。

#### 【0059】

また、図 4 のフローチャートにおいて、プローブ状態検知部 13 により撮像部位の変更が検知された際に、ステップ S3 の部位判別が開始されると説明した。これは、プローブ状態検知部 13 により撮像部位の変更が検知された際に、新たに取得された超音波画像に対して算出された認識スコアに基づいて、指標値算出部 10 が指標値の算出を開始することを意味する。このように、被検体の体表に超音波プローブ 2 が接触している間のみ、超音波画像に対して指標値を算出することにより、超音波診断装置 1 の計算負荷を軽減することができる。また、指標値算出部 10 が指標値を算出する際に、撮像部位を変更する前の認識スコアを使用してしまうことを防ぐことができる。

#### 【0060】

また、指標値算出部 10 は、プローブ状態検知部 13 が撮像部位の変更を検知してから定められた時間が経過した際に、被検体の複数の部位に対する指標値の算出を開始することもできる。プローブ状態検知部 13 が撮像部位の変更を検知してから指標値算出部 10 が被検体の複数の部位の指標値を算出するまでの時間は、操作部 15 等を介してオペレータにより入力されても良く、予め格納部 16 等に記憶させておいても良い。

超音波プローブ 2 を被検体の体表に接触させて目標とする撮像部位の超音波画像を得るまでの時間は、オペレータの熟練等によりばらつくことがあり、撮像部位が変更された直後は、認識スコアの算出に対して十分鮮明な超音波画像が得られないこともある。したが

って、プローブ状態検知部 13 が撮像部位の変更を検知してから定められた時間が経過した際に被検体の複数の部位の指標値の算出を開始することにより、認識スコアの算出に対して十分に鮮明な超音波画像に対して算出された複数の認識スコアに基づいて指標値を算出することができるため、指標値の算出における精度を向上させることができる。

【0061】

また、図5のフローチャートにおいて、ステップS12及びステップS13を省略することもできる。この場合には、ステップS11において撮像部位の判別を行う判別順序が決定されると、ステップS14に進む。ステップS14において、部位判別部12は、ステップS7において取得された最新の超音波画像に対してステップS8において算出された被検体の複数の部位の認識スコアのうち、判別順序に従って最も早い順序を付与された部位の認識スコアと判別閾値とを比較する。この際に、認識スコアが判別閾値以下である場合に、ステップS15に進む。更に、ステップS14において被検体の複数の部位のうち全ての部位の認識スコアに対する閾値判定が行われていないとステップS15において判定された場合に、ステップS16に進む。ステップS16において判別部位の更新がなされると、判別順序に従って次の早い順序を付与された部位の認識スコアが判別閾値を超えるか否かがステップS14において判定される。

10

【0062】

また、部位判別部12がステップS14において用いる判別閾値は、全ての部位に対して同一の値を用いることができると説明したが、被検体の複数の部位のそれぞれに対して判別閾値を設定することもできる。

20

【0063】

また、以上において説明した超音波診断装置1は、小型のため、容易に携帯されて用いられる携帯型の超音波診断装置であっても良く、診察室等に備え付けて用いられる据置型の超音波診断装置であっても良い。

また、超音波プローブ2は、被検体に向けて超音波ビームを送受信できるものであれば特に限定されず、セクタ型、コンベックス型、リニア型及びラジアル型等の形態であっても良い。

【0064】

実施の形態2

図4のフローチャートに示す超音波診断装置1の動作においては、ステップS6において超音波プローブ2が空中放射状態である場合に、ステップS1に戻り、その後のステップS3において被検体の複数の部位のうち全ての部位に対して部位判別を行っていたが、ステップS3において既に確定した被検体の部位を除外することにより、部位判別を行う際の超音波診断装置1の計算負荷を更に軽減することができる。

30

【0065】

図6に、実施の形態2に係る超音波診断装置の動作を示す。図6に示すフローチャートのステップS1～ステップS6は、図4に示すフローチャートのステップS1～ステップS6と同一であるため、詳細な説明は省略する。

ステップS6において、超音波プローブ2が空中放射状態であるとプローブ状態検知部13により判定された場合には、ステップS18に進む。このステップS18において、装置制御部14は、被検体の複数の部位のうち全ての部位が確定したか否かを判定する。ステップS18において、被検体の複数の部位のうち全ての部位が確定していないと判定された場合には、ステップS19に進む。

40

【0066】

ステップS19において、装置制御部14は、ステップS3の部位判別において確定した部位、すなわち、確定済みの部位を、次のステップS3における判別対象から除外する。ステップS19の処理が完了すると、ステップS1に戻る。続くステップS2において超音波プローブ2が空中放射状態ではないと判定されると、続くステップS3において部位判別が実施される。この際に、被検体の複数の部位のうちステップS19において除外された部位以外の部位が判別対象となるため、1回目のステップS3における部位判定よ

50

りも、撮像部位に対して判別される部位の候補を減らすことができる。

【0067】

こうして、ステップS1～ステップS19を繰り返すことにより、次々と判別対象を減らしていった結果、ステップS18において、被検体の複数の部位のうち全ての部位が確定したと判定された場合に、超音波診断装置の動作を終了する。

このように、ステップS1～ステップS19を繰り返すことにより、判別対象を減らしていくことができるため、ステップS19を実行する度に、ステップS3における部位判別を行う際の超音波診断装置の計算負荷を軽減することができ、撮像部位の判別に要する時間を短縮していくことができる。

【0068】

実施の形態3

図5に示す実施の形態1の部位判別動作においては、ステップS14の閾値判定の際に、ステップS12において新たに取得された超音波画像に対して画像認識部9により算出された被検体の1つの部位の認識スコアが用いられたが、複数の超音波画像に対して算出された認識スコアに基づいて算出された部位判定用の認識スコアを閾値判定に用いることもできる。

図7に実施の形態3の超音波診断装置の部位判別動作に係るフローチャートを示す。図7のフローチャートは、ステップS20～ステップS22を除いて、図5のフローチャートのステップと同一である。

【0069】

図7のフローチャートにおいて部位判別動作が開始されると、まず、所定フレーム数の超音波画像に対して被検体の複数の部位の認識スコアが算出されるまで、ステップS7～ステップS9が繰り返される。ここで、この所定フレーム数を、説明のために、第1の所定フレーム数と呼ぶ。ステップS9において、第1の所定フレーム数の超音波画像に対して被検体の複数の部位の認識スコアが算出されたと判定された場合に、ステップS10に進む。ステップS10において、第1の所定フレーム数の超音波画像に対して算出された被検体の複数の部位の認識スコアから被検体の複数の部位の指標値が算出されると、ステップS11において判別順序が決定される。

【0070】

続くステップS12において超音波画像が新たに取得され、ステップS20に進む。ステップS20は、図5のフローチャートのステップS8と同一であり、ステップS20において、最新の超音波画像に対して被検体の複数の部位の認識スコアが算出されると、ステップS21に進む。

【0071】

ステップS21において、装置制御部14は、ステップS12において取得された第2の所定フレーム数の超音波画像に対して認識スコアが算出されたか否かを判定する。これは、部位判定用の認識スコアを算出するために必要な数の認識スコアを得るためである。そのため、ステップS21において、第2の所定のフレーム数の超音波画像に対して認識スコアが算出されていないと判定された場合には、ステップS12に戻って、超音波画像が新たに取得され、続くステップS20において、被検体の複数の部位の認識スコアが新たに算出される。

ここで、ステップS9における第1の所定フレーム数とステップS21における第2の所定フレーム数とは、互いに同一でも良く、互いに異なっても良いが、説明のために、第1の所定フレーム数と第2の所定フレーム数とは互いに異なっているとす。

【0072】

ステップS21において、第2の所定フレーム数の超音波画像に対して認識スコアが算出されたと判定された場合に、ステップS22に進む。ステップS22において、画像認識部9は、第2の所定フレーム数の超音波画像に対してステップS20において算出された、判別順序において最も早い順序が付与された判別部位の認識スコアを平均する。このように、画像認識部9は、判別部位の認識スコアの平均値を撮像部位の判別用の認識スコ

10

20

30

40

50

アとして算出する。この場合に、判別部位の認識に用いられた複数の超音波画像は、時系列において連続していることが好ましい。

【0073】

続くステップS14において、装置制御部14は、ステップS22において算出された判別用の認識スコアが判別閾値を超えるか否かを判定する。ステップS14において、判別用の認識スコアが判別閾値以下であると判定された場合に、撮像部位に対して判別部位が確定できないとされて、ステップS15に進む。ステップS14において被検体の複数の部位のうち全ての部位の認識スコアに対する閾値判定が行われていないとステップS15において判定された場合に、ステップS16において判別部位が更新されて、ステップS22に戻る。

10

ステップS22に戻ると、判別順序において次に早い順序が付与された部位に対する判別用の認識スコアが算出される。このように、ステップS14において、判別用の認識スコアが判別閾値以下である限り、ステップS22～ステップS16が繰り返される。ステップS14において、判別用の認識スコアが判別閾値を超えていると判定された場合には、ステップS17に進んで撮像部位が確定される。このようにして、図7のフローチャートに示す部位判別動作は終了する。

【0074】

このように、複数の超音波画像に対して算出された認識スコアから部位判別用の認識スコアを算出することにより、撮像部位の判別の精度を向上することができる。例えば、ステップS12において取得された超音波画像のうちのいくつかの超音波画像内に写る被検体の部位が、画像認識の対象として十分に鮮明でなかったとしても、撮像部位を確定する精度が向上する。

20

【0075】

なお、以上の説明においては、ステップS22における撮像部位の判別用の認識スコアの算出に際し、ステップS12において取得された第2の所定フレーム数の超音波画像に対する認識スコアを用いたが、ステップS20において算出された認識スコアと、第1の所定フレーム数の超音波画像に対する認識スコアの双方に基づいて、ステップS22における撮像部位の判別用の認識スコアを算出することもできる。すなわち、第2の所定フレーム数を、第1の所定フレーム数と、ステップS12において取得された超音波画像のフレーム数との和とすることができる。

30

【0076】

この際に、第2の所定フレーム数が第1の所定フレーム数以下である場合には、すなわち、ステップS22における撮像部位の判別用の認識スコアの算出に要する被検体の複数の部位の認識スコアの数ステップS10における指標値の算出に要する認識スコアの数以下である場合には、ステップS12、ステップS20、及び、ステップS21を省略することができる。そのため、撮像部位の判別に要する時間を更に短縮することができる。

【0077】

実施の形態4

図5及び図7に示す実施の形態1及び3の部位判別動作においては、被検体の複数の部位の指標値に基づいて、被検体の各部位の認識スコアに対して閾値判定を行う判別順序を決定したが、この際に、撮像部位に対して判別される部位を絞り込むこともできる。

40

図8に、実施の形態4の超音波診断装置21の構成を示す。実施の形態4の超音波診断装置21は、部位絞り込み部22を有することを除いて、図1に示す実施の形態1の超音波診断装置1と同一である。そのため、部位絞り込み部22以外の構成要素については、詳細な説明を省略し、同一の参照番号を付す。

【0078】

実施の形態4の超音波診断装置21において、指標値算出部10に部位絞り込み部22が接続され、部位絞り込み部22は、順序決定部11に接続されている。また、部位絞り込み部22に、装置制御部14が接続されている。

部位絞り込み部22は、指標値算出部10により算出された被検体の複数の部位の指標

50

値に基づいて、被検体の複数の部位のうち、現在撮像されている撮像部位に対して判別される部位を絞り込む。この際に、部位絞り込み部 2 2 は、被検体の複数の部位のうち、指標値が定められた値を超えた部位のみを判別部位として絞り込む。

【 0 0 7 9 】

図 9 に、実施の形態 4 の超音波診断装置 2 1 の部位判別動作に係るフローチャートを示す。図 9 のフローチャートは、図 5 に示す実施の形態 1 のフローチャートにおけるステップ S 1 1 がステップ S 2 3 に置き換わったことを除いて、図 5 のフローチャートと同一である。そのため、図 5 のフローチャートと同一のステップについては、詳細な説明は省略する。

実施の形態 4 の超音波診断装置 2 1 の部位判別動作が開始されると、ステップ S 7 ~ ステップ S 9 において所定フレーム数の超音波画像に対して被検体の複数の部位の認識スコアが算出され、続くステップ S 1 0 において、認識スコアに基づいた指標値の算出が行われる。

10

【 0 0 8 0 】

続くステップ S 2 3 において、まず、部位絞り込み部 2 2 が、ステップ S 1 0 において算出された被検体の複数の部位の指標値に基づいて、現在撮像されている撮像部位に対して判別される部位を絞り込む。すなわち、部位絞り込み部 2 2 は、被検体の複数の部位のうち、ステップ S 1 0 において算出された指標値が定められた値を超えている部位のみを判別部位として絞り込む。次に、順序決定部 1 1 が、部位絞り込み部 2 2 により絞り込まれた複数の部位に対して、指標値が大きいほど順序が早まるように判別順序を決定する。

20

【 0 0 8 1 】

続くステップ S 1 2 及び S 1 3 において、超音波画像が新たに取得され、判別順序が最も早い部位の認識スコアのみが算出される。そして、ステップ S 1 4 ~ ステップ S 1 6 において、認識スコアが判別閾値を超えるか否かの判定、及び、判別部位の更新が行われる。ステップ S 1 6 において判別部位が更新され続けた結果、ステップ S 2 0 において絞り込まれた複数の部位のうち全ての部位の認識スコアに対する閾値判定がステップ S 1 4 において完了したとステップ S 1 5 において判定された場合に、ステップ S 1 2 において取得された超音波画像に撮像されている部位が被検体の複数の部位のいずれにも確定することができないと判断して、ステップ S 8 に戻り、部位判別の動作が再度開始される。

【 0 0 8 2 】

ステップ S 1 3 において算出された部位の認識スコアが閾値を超えたステップ S 1 4 において判定された場合には、ステップ S 1 7 に進む。ステップ S 1 7 において、現在撮像されている撮像部位に対して判定される部位が確定すると、部位判定動作は終了する。

30

【 0 0 8 3 】

以上のように、実施の形態 4 の部位判定動作においては、現在撮像されている撮像部位に対する判定部位の数を絞り込んでから判別順序を決定するため、判別順序を決定するための超音波診断装置 2 1 の計算負荷が軽減される。また、ステップ S 2 0 において判定部位の数が絞り込まれるため、ステップ S 1 3 ~ ステップ S 1 6 を繰り返す場合に、ステップ S 1 6 において判別部位を更新する回数を減らすことができる。従って、実施の形態 4 の超音波診断装置 2 1 によれば、超音波診断装置 2 1 の計算負荷を軽減することができ、撮像部位の判別に要する時間を短縮することができる。

40

【 0 0 8 4 】

以上、本発明に係る超音波診断装置について詳細に説明したが、本発明は、以上の例には限定されず、本発明の要旨を逸脱しない範囲において、各種の改良及び変形を行っても良いのはもちろんである。また、以上において示した複数の実施の形態は、適宜組み合わせ用いることができる。

【 符号の説明 】

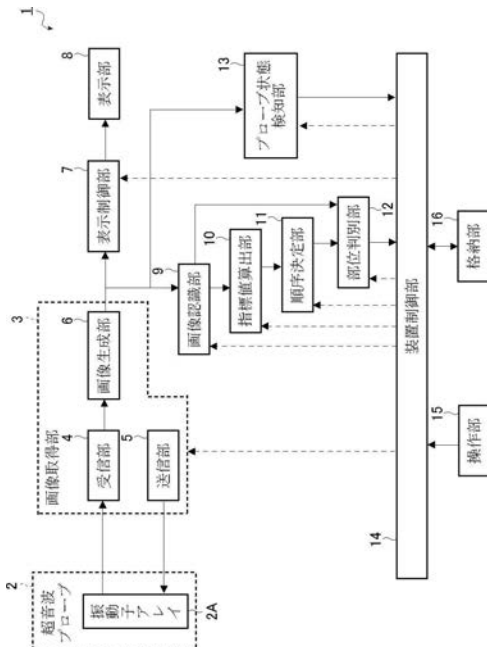
【 0 0 8 5 】

1, 2 1 超音波診断装置、 2 超音波プローブ、 2 A 振動子アレイ、 3 画像取得部、 4 受信部、 5 送信部、 6 画像生成部、 7 表示制御部、 8 表示部、 9 画像認

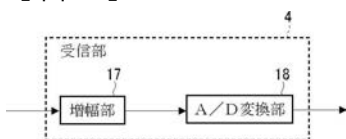
50

識部、10 指標値算出部、11 順序決定部、12 部位判別部、13 プローブ状態検知部、14 装置制御部、15 操作部、16 格納部、17 増幅部、18 A/D変換部、19 Bモード処理部、20 画像処理部、22 部位絞り込み部。

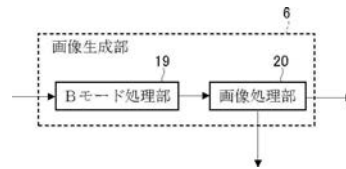
【図1】



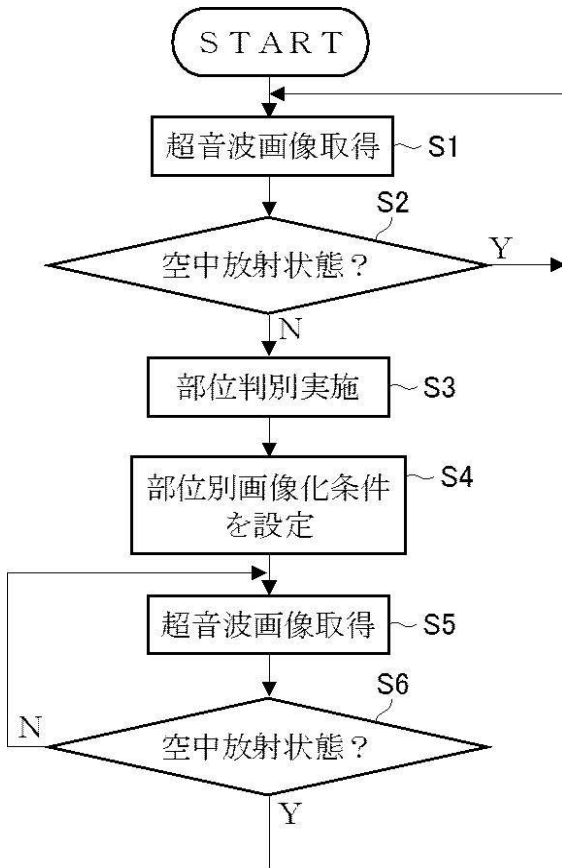
【図2】



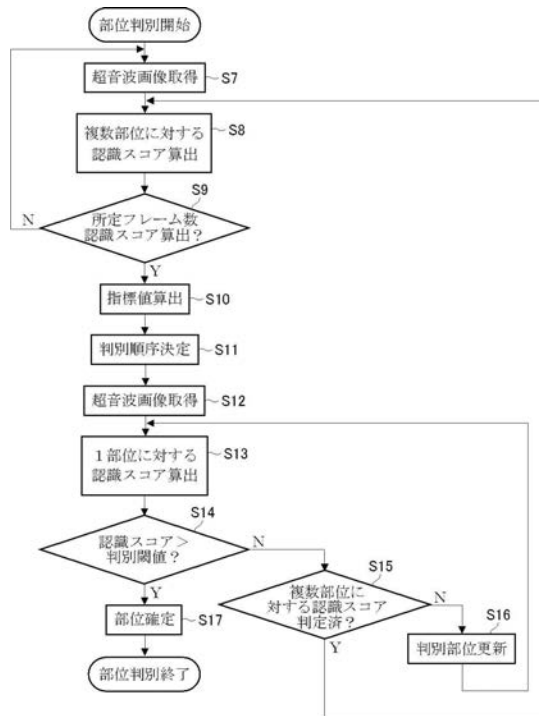
【図3】



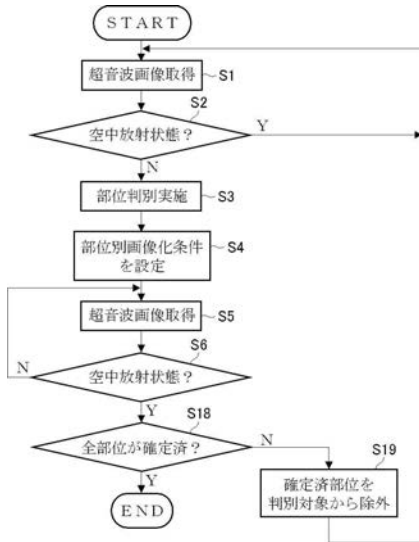
【図4】



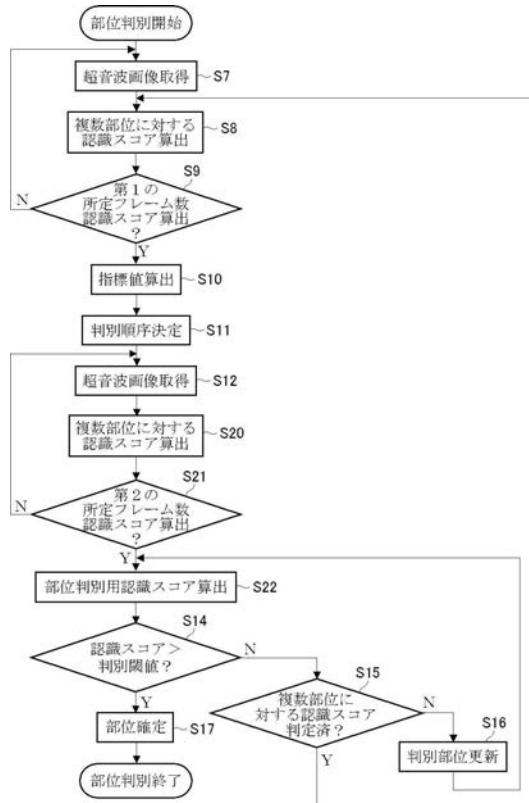
【図5】



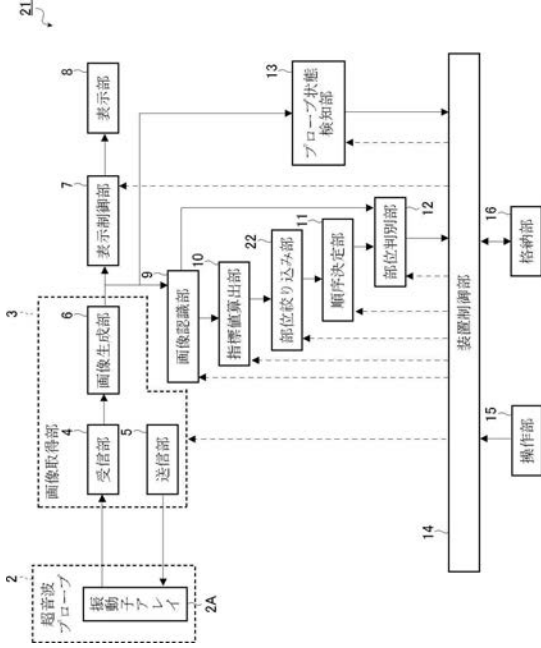
【図6】



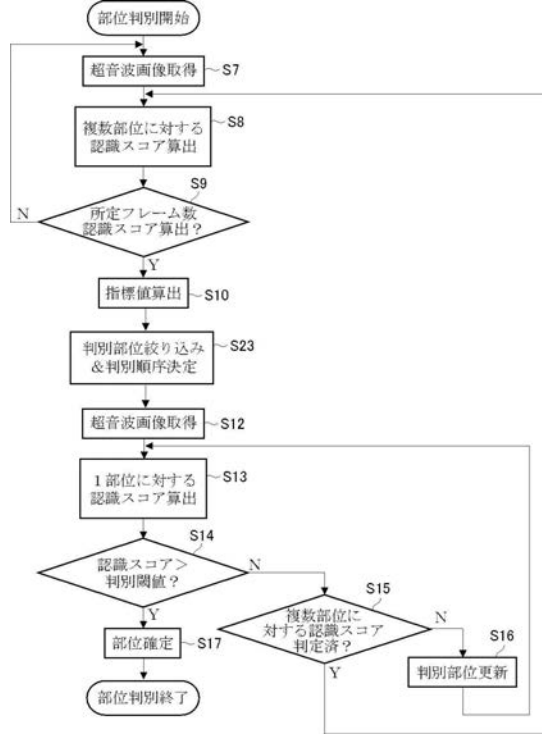
【図7】



【 図 8 】



【 図 9 】



## 【 国際調査報告 】

INTERNATIONAL SEARCH REPORT		International application No. PCT/JP2018/001326
<b>A. CLASSIFICATION OF SUBJECT MATTER</b> Int.Cl. A61B8/14 (2006.01) i  According to International Patent Classification (IPC) or to both national classification and IPC		
<b>B. FIELDS SEARCHED</b> Minimum documentation searched (classification system followed by classification symbols) Int.Cl. A61B8/00-8/15  Documentation searched other than minimum documentation to the extent that such documents are included in the fields searched Published examined utility model applications of Japan 1922-1996 Published unexamined utility model applications of Japan 1971-2018 Registered utility model specifications of Japan 1996-2018 Published registered utility model applications of Japan 1994-2018  Electronic data base consulted during the international search (name of data base and, where practicable, search terms used)		
<b>C. DOCUMENTS CONSIDERED TO BE RELEVANT</b>		
Category*	Citation of document, with indication, where appropriate, of the relevant passages	Relevant to claim No.
A	JP 4-224738 A (YOKOGAWA MEDICAL SYST LTD.) 14 August 1992, paragraphs [0004]-[0006] (Family: none)	1-14
A	JP 2010-259662 A (SHIMADZU CORPORATION) 18 November 2010, paragraphs [0010]-[0012] (Family: none)	1-14
<input type="checkbox"/> Further documents are listed in the continuation of Box C. <input type="checkbox"/> See patent family annex.		
* Special categories of cited documents: "A" document defining the general state of the art which is not considered to be of particular relevance "E" earlier application or patent but published on or after the international filing date "L" document which may throw doubts on priority claim(s) or which is cited to establish the publication date of another citation or other special reason (as specified) "O" document referring to an oral disclosure, use, exhibition or other means "P" document published prior to the international filing date but later than the priority date claimed "T" later document published after the international filing date or priority date and not in conflict with the application but cited to understand the principle or theory underlying the invention "X" document of particular relevance; the claimed invention cannot be considered novel or cannot be considered to involve an inventive step when the document is taken alone "Y" document of particular relevance; the claimed invention cannot be considered to involve an inventive step when the document is combined with one or more other such documents, such combination being obvious to a person skilled in the art "&" document member of the same patent family		
Date of the actual completion of the international search 05.04.2018		Date of mailing of the international search report 17.04.2018
Name and mailing address of the ISA/ Japan Patent Office 3-4-3, Kasumigaseki, Chiyoda-ku, Tokyo 100-8915, Japan		Authorized officer  Telephone No.

国際調査報告		国際出願番号 PCT/J P 2 0 1 8 / 0 0 1 3 2 6	
A. 発明の属する分野の分類 (国際特許分類 (IPC)) Int.Cl. A61B8/14(2006.01)i			
B. 調査を行った分野 調査を行った最小限資料 (国際特許分類 (IPC)) Int.Cl. A61B8/00-8/15			
最小限資料以外の資料で調査を行った分野に含まれるもの 日本国実用新案公報 1922-1996年 日本国公開実用新案公報 1971-2018年 日本国実用新案登録公報 1996-2018年 日本国登録実用新案公報 1994-2018年			
国際調査で使用した電子データベース (データベースの名称、調査に使用した用語)			
C. 関連すると認められる文献			
引用文献の カテゴリー*	引用文献名 及び一部の箇所が関連するときは、その関連する箇所の表示	関連する 請求項の番号	
A	JP 4-224738 A (横河メディカルシステム株式会社) 1992.08.14, [0004]-[0006] (ファミリーなし)	1-14	
A	JP 2010-259662 A (株式会社島津製作所) 2010.11.18, [0010]-[0012] (ファミリーなし)	1-14	
<input type="checkbox"/> C欄の続きにも文献が列挙されている。 <input type="checkbox"/> パテントファミリーに関する別紙を参照。			
* 引用文献のカテゴリー 「A」特に関連のある文献ではなく、一般的な技術水準を示すもの 「E」国際出願日前の出願または特許であるが、国際出願日以後に公表されたもの 「L」優先権主張に疑義を提起する文献又は他の文献の発行日若しくは他の特別な理由を確立するために引用する文献 (理由を付す) 「O」口頭による開示、使用、展示等に言及する文献 「P」国際出願日前で、かつ優先権の主張の基礎となる出願			
国際調査を完了した日 05.04.2018		国際調査報告の発送日 17.04.2018	
国際調査機関の名称及びあて先 日本国特許庁 (ISA/J P) 郵便番号100-8915 東京都千代田区霞が関三丁目4番3号		特許庁審査官 (権限のある職員) 門田 宏	2U 9224 電話番号 03-3581-1101 内線 3292

---

フロントページの続き

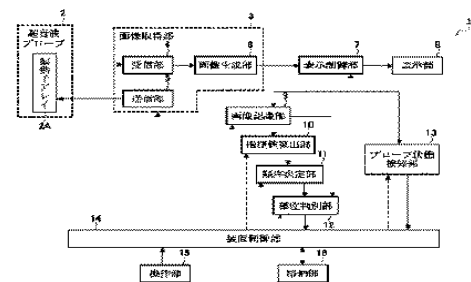
(81)指定国・地域 AP(BW, GH, GM, KE, LR, LS, MW, MZ, NA, RW, SD, SL, ST, SZ, TZ, UG, ZM, ZW), EA(AM, AZ, BY, KG, KZ, RU, TJ, TM), EP(AL, AT, BE, BG, CH, CY, CZ, DE, DK, EE, ES, FI, FR, GB, GR, HR, HU, IE, IS, IT, LT, LU, LV, MC, MK, MT, NL, NO, PL, PT, RO, RS, SE, SI, SK, SM, TR), OA(BF, BJ, CF, CG, CI, CM, GA, GN, GQ, GW, KM, ML, MR, NE, SN, TD, TG), AE, AG, AL, AM, AO, AT, AU, AZ, BA, BB, BG, BH, BN, BR, BW, BY, BZ, CA, CH, CL, CN, CO, CR, CU, CZ, DE, DJ, DK, DM, DO, DZ, EC, EE, EG, ES, FI, GB, GD, GE, GH, GM, GT, HN, HR, HU, ID, IL, IN, IR, IS, JO, JP, KE, KG, KH, KN, KP, KR, KW, KZ, LA, LC, LK, LR, LS, LU, LY, MA, MD, ME, MG, MK, MN, MW, MX, MY, MZ, NA, NG, NI, NO, NZ, OM, PA, PE, PG, PH, PL, PT, QA, RO, RS, RU, RW, SA, SC, SD, SE, SG, SK, SL, SM, ST, SV, SY, TH, TJ, TM, TN, TR, TT

(注) この公表は、国際事務局(WIPO)により国際公開された公報を基に作成したものである。なおこの公表に係る日本語特許出願(日本語実用新案登録出願)の国際公開の効果は、特許法第184条の10第1項(実用新案法第48条の13第2項)により生ずるものであり、本掲載とは関係ありません。

专利名称(译)	超声波诊断装置，超声波诊断装置的控制方法以及超声波诊断装置的控制程序		
公开(公告)号	<a href="#">JPWO2018142950A1</a>	公开(公告)日	2019-11-07
申请号	JP2018566044	申请日	2018-01-18
[标]申请(专利权)人(译)	富士胶片株式会社		
申请(专利权)人(译)	富士胶片株式会社		
[标]发明人	江畑 徹郎		
发明人	江畑 徹郎		
IPC分类号	A61B8/14		
CPC分类号	A61B8/429 A61B8/5223 A61B8/54 A61B8/585 A61H23/0245 G06K9/6217 G06K2209/05 G16H50/30 G06K9/00 G06K9/6267 G06K9/6277 A61B8/5207 A61B8/5292		
FI分类号	A61B8/14		
F-TERM分类号	4C601/EE07 4C601/GB04 4C601/GB06 4C601/JB40 4C601/JB48 4C601/JC06		
代理人(译)	伊藤英明		
优先权	2017016590 2017-02-01 JP		
其他公开文献	JP6674565B2		
外部链接	<a href="#">Espacenet</a>		

摘要(译)

超声诊断设备 ( 1 ) 包括图像获取单元 ( 3 ) ， 该图像获取单元生成超声图像， 并且 图像识别单元， 对声学图像执行图像识别以计算识别分数 ( 9 ) 基于针对预定数量的超声图像计算的识别分数。 指标值计算单元 ( 10 ) ， 计算每个零件数和多个零件的指标值 顺序确定单元， 基于所述指标值来确定用于执行站点确定的确定顺序。 ( 11 ) 和基于根据区分顺序计算的识别分数的对象图像。 以及用于区分图像部分的部分区分部分 ( 12 ) 。



- |                          |                                 |
|--------------------------|---------------------------------|
| 2 Ultrasound probe       | 9 image recognition unit        |
| 2A Oscillator array      | 10 index value calculation unit |
| 3 Image acquisition unit | 11 Order determination unit     |
| 4 Receiving unit         | 12 Region determination unit    |
| 5 Transmission unit      | 13 Probe state detection unit   |
| 6 Image generation unit  | 14 Device control unit          |
| 7 Display control unit   | 15 Operation unit               |
| 8 Display unit           | 16 Storage unit                 |